

Recht

ZTC

06 JUL 2005

40/541449

PCT/IB 03/06160
18.12.03Europäisches
PatentamtEuropean
Patent OfficeOffice européen
des brevets

REC'D 09 JAN 2004

WIPO

PCT

IP & S-DE
zugestellt

am 30. Okt. 2003

Frist

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterla-
gen stimmen mit der
ursprünglich eingereichten
Fassung der auf dem näch-
sten Blatt bezeichneten
europäischen Patentanmel-
dung überein.

The attached documents
are exact copies of the
European patent application
described on the following
page, as originally filed.

Les documents fixés à
cette attestation sont
conformes à la version
initialement déposée de
la demande de brevet
européen spécifiée à la
page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03100012.8

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office

Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:
Application no.: 03100012.8
Demande no:

Anmeldetag:
Date of filing: 07.01.03
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Corporate Intellectual Property GmbH
Habsburgerallee 11
52064 Aachen
ALLEMAGNE
Koninklijke Philips Electronics N.V.
Groenewoudseweg 1
5621 BA Eindhoven
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.
If no title is shown please refer to the description.
Si aucun titre n'est indiqué se référer à la description.)

Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed / Priorité(s)
revendiquée(s)
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/
Classification internationale des brevets:

G01R33/3415

Am Anmeldetag benannte Vertragsstaaten/Contracting states designated at date of
filing/Etats contractants désignées lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL
PT SE SI SK TR LI

BESCHREIBUNG

Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät

Die Erfindung betrifft ein Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät, mit einer aus einer Mehrzahl von Resonatorelementen bestehenden Hochfrequenz-Spulenordnung, die mit einer Sendeeinheit in Verbindung steht, wobei den Resonatorelementen jeweils ein Sendekanal der
5 Sendeeinheit zugeordnet ist.

Außerdem betrifft die Erfindung ein MR-Gerät mit einem solchen Hochfrequenz-System.

Bei der MR-Bildgebung erfolgt die Lokalisierung der Kernmagnetisierung innerhalb des Untersuchungsvolumens mittels zeitlich veränderlicher, räumlich inhomogener Magnetfelder (Magnetfeldgradienten). Zur Bilderzeugung wird das MR-Signal als Spannung, die in der das
10 Untersuchungsvolumen umgebenden Hochfrequenz-Spulenordnung induziert wird, unter dem Einfluss einer geeigneten Abfolge (Sequenz) von Hochfrequenz- und Gradientenpulsen in der Zeitdomäne aufgezeichnet. Die eigentliche Bildrekonstruktion erfolgt dann durch Fouriertransformation der Zeitsignale.

Zum Hochfrequenz-System üblicher MR-Geräte gehört eine Sende- und Empfangsspule, wie
15 z. B. eine integrierte Körperspule (body coil), welche für die Volumenbildgebung nutzbar ist. Zur Erzielung einer verbesserten Empfangsqualität (verbesserter Rauschabstand, höhere Auflösung) können auch gesonderte Oberflächenspulen oder sogenannte Phased-Array-Spulen verwendet werden. Bei den sowohl zur Anregung als auch zur Detektion von MR-Signalen verwendeten Körperspulen handelt es sich üblicherweise um sogenannte Käfig-
20 Resonatoren (birdcage coil). Diese bestehen aus einer Mehrzahl von um das Untersuchungsvolumen herum angeordneten und parallel zur Hauptfeldrichtung verlaufenden Leiterstäben, welche an den Stirnseiten der Spule über Ringleiter miteinander verbunden sind. Das Resonanzverhalten solcher Körperspulen wird durch Kondensatorelemente bestimmt, durch welche die Leiterelemente zu einem Netzwerk verschaltet sind.

25 Die parallele Verwendung einer Mehrzahl von Oberflächenspulen zum Empfang der MR-Signale aus dem Untersuchungsvolumen ist beispielsweise aus der WO 99/27381 bekannt.

Gemäß dieser Druckschrift können mehrere, insbesondere im Bereich der Extremitäten des zu untersuchenden Patienten angeordnete Oberflächenspulen parallel betrieben werden, um damit die jeweils detektierten MR-Signale zu einem Gesamtbild zu kombinieren. Vorteilhaft ist dabei, dass sich durch den beschränkten räumlichen Empfindlichkeitsbereich der Oberflächenspulen ein großer Rauschabstand ergibt. Die Kombination von Oberflächenspulen zur Bildgebung ist auch unter der Bezeichnung SYNERGY bekannt.

In jüngerer Zeit geht man dazu über, auch für den Sendebetrieb Hochfrequenz-Spulenordnungen mit einer Mehrzahl von Resonatorelementen einzusetzen, welche mit der Sendeeinheit des MR-Geräts in Verbindung stehen, wobei den einzelnen Resonatorelementen jeweils ein Sendekanal der Sendeeinheit zugeordnet ist.

Dadurch dass bei derartigen MR-Geräten jedem Resonatorelement der Hochfrequenz-Spulenordnung ein separater Sendekanal zugeordnet ist, ist die Feldverteilung im Untersuchungsvolumen vorteilhafterweise vollständig kontrollierbar. Es ist damit möglich, jede erdenkliche Stromverteilung in der Hochfrequenz-Spulenordnung durch individuelle Vorgabe von Amplitude und Phase auf den einzelnen Sendekanälen zu erzeugen. Auch der zeitliche Verlauf der HF-Einspeisung kann auf jedem Sendekanal individuell unterschiedlich vorgegeben werden. Dabei besteht beispielsweise die Möglichkeit, die Feldverteilung eines herkömmlichen Käfig-Resonators in jeder beliebigen Resonanzmode nachzubilden. Die Amplitude und die Phase jedes einzelnen Sendekanals kann dabei durch die Software des MR-Geräts kontrolliert werden, was eine direkte und interaktive Steuerung der Feldverteilung (RF-Shimming) möglich macht. Denkbar ist es beispielsweise auch, eine vollautomatische Regelung der HF-Feldhomogenität in die Bildgebungssequenz zu integrieren, um veränderliche Einflüsse auf die Feldverteilung, wie beispielsweise durch die unterschiedlichen dielektrischen Eigenschaften der untersuchten Patienten, zu kompensieren.

Zu der Hochfrequenz-Spulenordnung des erfindungsgemäßen Hochfrequenz-Systems können auch – falls vorhanden – Oberflächenspulen gehören, welchen ebenfalls separate Sendekanäle zugeordnet sind, so dass auch die Oberflächenspulen im Sendebetrieb zur variablen Erzeugung des Hochfrequenzfeldes im Untersuchungsvolumen einsetzbar sind.

Durch die Möglichkeit, mittels derartiger Hochfrequenz-Systeme die räumliche Verteilung des Hochfrequenzfeldes im Untersuchungsvolumen beliebig vorgeben zu können, erschließen sich eine Reihe von interessanten Anwendungsfeldern. So lassen sich beispielsweise Gradienten im

Hochfrequenzfeld in verschiedenen Raumrichtungen erzeugen. Durch die Vorgabe von räumlich und zeitlich variablen Hochfrequenz-Feldmustern kann der dadurch angeregten Kernmagnetisierungsverteilung eine Ortskodierung aufgeprägt werden, die für eine schnelle Volumenbildgebung nutzbar ist (sog. Transmit-SENSE-Methode). Denkbar ist außerdem eine
5 räumlich selektive Vorsättigung der Kernmagnetisierung im Untersuchungsvolumen.

Problematisch ist, dass bei herkömmlichen MR-Geräten der Einsatz eines Hochfrequenz-Systems der zuvor skizzierten Art nur mit großem Aufwand möglich ist. Die Mehrzahl von Sendekanälen macht nämlich prinzipiell eine entsprechende Anzahl von Hochfrequenz-Leistungsverstärkern erforderlich. Die Sendeeinheiten herkömmlicher MR-Geräte sind
10 üblicherweise mit einem mehrstufigen Hochfrequenz-Leistungsverstärker (Sendeverstärker) ausgestattet, welcher über nur einen Kanal verfügt, dafür aber in der Lage ist, Hochfrequenz-Leistungen im Bereich von mehreren Kilowatt zur Verfügung zu stellen. Der Einsatz einer Mehrzahl derartiger Sendeverstärker zur Versorgung einer entsprechenden Anzahl von Sendekanälen wäre nachteiligerweise extrem kostenintensiv, da die in MR-Geräten einge-
15 setzten Kilowatt-Sendeverstärker extrem teure Komponenten sind. Andererseits wäre es aber nicht zweckmäßig, stattdessen eine Mehrzahl von Sendeverstärkern niedriger Leistung einzusetzen, da dadurch die durch den mehrkanaligen Aufbau des Hochfrequenz-Systems gewonnene Flexibilität und Variabilität bei der Erzeugung des Hochfrequenzfeldes im Untersuchungsvolumen stark eingeschränkt würde. Das Problem ist, dass zwar die Leistung von
20 einigen Kilowatt, die, wie oben erwähnt, von üblichen MR-Sendeverstärkern ohne weiteres bereitgestellt werden kann, auch für Hochfrequenz-Systeme mit einer Mehrzahl von Sendekanälen insgesamt ausreichend ist. Je nach Anwendungsfall muss es dabei aber möglich sein, entweder die Gesamtleistung gleichmäßig auf alle Resonatorelemente der Hochfrequenz-Spulenordnung zu verteilen, oder auch die gesamte Leistung über einen einzigen Sendekanal nur
25 einem der Resonatorelemente zuzuführen.

Davon ausgehend liegt der vorliegenden Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein kostengünstiges Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät bereitzustellen, dessen Sendeeinheit dazu in der Lage ist, eine Mehrzahl von Sendekanälen in möglichst flexibler und variabler Art und Weise mit Hochfrequenz-Sendesignalen zu versorgen.

30 Diese Aufgabenstellung wird ausgehend von einem Hochfrequenz-System der eingangs genannten Art dadurch gelöst, dass die Sendeeinheit eine Mehrzahl von Hochfrequenz-Verstärkern aufweist, deren Eingänge über ein erstes steuerbares Multiplexer-/Verteiler-

Netzwerk mit Sendesignalen niedriger Leistung beaufschlagbar sind, wobei die Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker über ein zweites steuerbares Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk auf die Sendekanäle verteilbar sind.

Bei dem erfindungsgemäßen Hochfrequenz-System sind die einzelnen Hochfrequenz-Verstärker über die beiden Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke parallel geschaltet. Durch das erste Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk ist die Verteilung der Eingangssignale der Sendeeinheit beliebig auf die Hochfrequenz-Verstärker verteilbar. Dabei ist es z. B. möglich, nur eines der Eingangssignale gleichzeitig sämtlichen oder zumindest mehreren der parallel geschalteten Hochfrequenz-Verstärkern zuzuführen. Die Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker werden gemäß der Erfindung über das zweite Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk auf die Sendekanäle verteilt. So ist es möglich, sämtliche Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker zu addieren, um auf diese Weise nur einige wenige der Sendekanäle oder gar nur einen einzigen Sendekanal mit erhöhter bzw. maximaler Sendeleistung zu versorgen. Es ist genauso möglich, das Ausgangssignal jedes einzelnen Hochfrequenz-Verstärkers gleichmäßig auf sämtliche Sendekanäle zu verteilen. Das Hochfrequenz-System gemäß der Erfindung gewährleistet somit eine maximale Flexibilität und Variabilität bei der Erzeugung des Hochfrequenzfeldes im Untersuchungsvolumen.

Ähnlich wie bei herkömmlichen MR-Sendeverstärkern weist die Sendeeinheit des erfindungsgemäßen Hochfrequenz-Systems, wie erwähnt, eine Mehrzahl von parallel geschalteten Hochfrequenz-Verstärkern auf. Dabei entspricht die Summe der Einzelleistungen der Hochfrequenz-Verstärker der Gesamtsendeleistung der Sendeeinheit. Der technische Aufwand für das erfindungsgemäße Hochfrequenz-System unterscheidet sich somit kaum von demjenigen bei herkömmlichen MR-Geräten. Durch die Erfindung wird somit der Betrieb eines MR-Geräts mit einer Mehrzahl von Sendekanälen ermöglicht, ohne dass für die Sendeeinheit gegenüber herkömmlichen MR-Geräten ein erheblich höherer Kostenaufwand entsteht.

Vorteilhaft ist insbesondere auch, dass mit der Sendeeinheit des erfindungsgemäßen Hochfrequenz-Systems ebenso MR-Geräte betrieben werden können, welche über nur einen Sendekanal verfügen. Hierzu kann ein einziges Eingangssignal der Sendeeinheit mittels des ersten Multiplexer-/Verteiler-Netzwerks gleichmäßig auf die Eingänge sämtlicher Hochfrequenz-Verstärker verteilt werden. Die Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker werden dann vermittels des zweiten Multiplexer-/Verteiler-Netzwerks zu einem einzigen Ausgangssignal maximaler Leistung addiert. Die Sendeeinheit des erfindungsgemäßen

Hochfrequenz-Systems kann also genau wie ein herkömmlicher MR-Sendeverstärker betrieben werden. Zur Versorgung einer Mehrzahl von Sendekanälen können aber mit derselben Sendeeinheit ebenso auch eine der Anzahl der Sendekanäle entsprechende Anzahl von Eingangssignalen individuell und unabhängig voneinander verstärkt werden.

- 5 Zweckmäßigerweise weist die Sendeeinheit des erfindungsgemäßen Hochfrequenz-Systems eine Steuereinheit zur Ansteuerung der Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke auf. Mittels dieser der Sendeeinheit zugeordneten Steuereinheit können die Steuersignale, die von einer zentralen Steuereinheit des MR-Geräts vorgegeben werden, zur Ansteuerung der Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke umgesetzt werden. Die der Sendeeinheit zugeordnete Steuereinheit ver-
- 10 arbeitet im Prinzip zwei separate Verteilungsmatrizen, durch welche einerseits die Verteilung der Eingangssignale auf die Eingänge der Hochfrequenz-Verstärker und andererseits die Verteilung der Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker auf die Sendekanäle vorgegeben werden.

- Besonders sinnvoll ist es, wenn die Verstärkungsfaktoren der einzelnen Hochfrequenz-Ver-
- 15 stärker der Sendeeinheit mittels der Steuereinheit steuerbar sind. Hierzu ist es beispielsweise möglich, dass die Schaltungskomponenten der einzelnen Hochfrequenz-Verstärker direkt mit der Steuereinheit zur Steuerung der Verstärkungsfaktoren verbunden sind. Alternativ können die Verstärkungsfaktoren auch von der Steuereinheit vermittelt der Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke gesteuert werden, welche hierzu beispielsweise über geeignete, elektronisch
- 20 steuerbare Abschwächerelemente verfügen können.

- Um die Hochfrequenz-Feldverteilung in dem Untersuchungsvolumen mittels des Hochfrequenz-Systems gemäß der Erfindung präzise vorgeben zu können, ist es zweckmäßig, wenn die Steuereinheit mit Messsensoren in Verbindung steht, welche zur Bestimmung der mittels der einzelnen Resonatorelemente jeweils erzeugten Hochfrequenz-Feldstärke dienen. Mittels
- 25 der der Sendeeinheit zugeordneten Steuereinheit wird somit eine Mehrzahl von parallelen, geschlossenen Regelkreisen realisiert, wobei die Regelgrößen die mittels der Resonatorelemente jeweils erzeugten Hochfrequenz-Feldstärken sind. Die Messsensoren liefern die Ist-Werte, wobei die Soll-Werte für die Hochfrequenz-Feldstärken je nach Anwendungsfall von einer zentralen Steuereinheit des MR-Gerätes vorgegeben werden. Die Verstärkungsfaktoren
- 30 der Hochfrequenz-Verstärker der Sendeeinheit werden dann als Stellgrößen von der Steuereinheit entsprechend den mittels der Messsensoren aufgenommenen Signale variiert.

Zweckmäßigerweise weist das erfindungsgemäße Hochfrequenz-System eine Mehrzahl von steuerbaren Hochfrequenz-Signalgeneratoren zur Erzeugung der Sendesignale niedriger Leistung auf. Durch die Mehrzahl von steuerbaren Hochfrequenz-Signalgeneratoren sind unabhängige Eingangssignale für die Sendeeinheit generierbar. Zur vollständigen Kontrolle der Hochfrequenz-Feldverteilung im Untersuchungsvolumen des MR-Geräts sollten die Amplituden und Phasen sowie auch die Sendepulsformen der den Resonatorelementen über die Sendekanäle jeweils zugeführten Hochfrequenz-Signale mittels der steuerbaren Hochfrequenz-Signalgeneratoren individuell vorgebbar sein.

Eine vorteilhafte Weiterbildung des erfindungsgemäßen Hochfrequenz-Systems besteht in einer Empfangseinheit mit einer Mehrzahl von den Resonatorelementen jeweils zugeordneten Empfangskanälen. Es besteht damit einerseits die Möglichkeit, durch Kombination der mittels der einzelnen Resonatorelemente detektierten MR-Signale eine Volumenbildung mit räumlich homogenem Empfindlichkeitsprofil durchzuführen. Alternativ können aus den getrennt detektierten MR-Signalen Teilbilder erzeugt werden, die dann nachträglich zu einem Gesamtbild miteinander kombiniert werden. Dies kann einerseits zur Verbesserung des Rauschabstands vorteilhaft sein, wobei die einzelnen Resonatorelemente als SYNERGY-Spulen eingesetzt werden. Auch besteht die Möglichkeit, die Einzelbilder unter Zugrundelegung der den einzelnen Resonatorelementen zugeordneten räumlichen Empfindlichkeitsprofile miteinander zu kombinieren, um bei der Bildgebung Messzeit einzusparen (sog. SENSE-Methode).

Zum Schutz der Hochfrequenz-Verstärker und ggf. der Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke sollten bei dem erfindungsgemäßen Hochfrequenz-System Isolatoren vorgesehen sein, welche zwischen die Ausgänge der Hochfrequenzverstärker und die entsprechenden Eingänge des zweiten steuerbaren Multiplexer-/Verteilernetzwerkes und/oder zwischen die Ausgänge des zweiten steuerbaren Multiplexer-/Verteilernetzwerkes und die entsprechenden Resonatorelemente der Hochfrequenz-Spulenordnung geschaltet sind. Als hierfür geeignete, nicht-reziproke Bauelemente kommen beispielsweise handelsübliche Zirkulatoren in Frage.

Das erfindungsgemäße Hochfrequenz-System eignet sich zur Erzeugung von Hochfrequenz-Feldern im Untersuchungsvolumen und zur Aufnahme von MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen bei einem MR-Gerät, das eine Hauptfeldspule zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfelds in einem Untersuchungsvolumen, eine Anzahl von

AVAILABLE COPY

Gradientenspulen zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in dem Untersuchungsvolumen, und eine zentrale Steuerungseinheit zur Ansteuerung der Gradientenspulen und des Hochfrequenz-Systems, sowie eine Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit zur Verarbeitung und Darstellung der MR-Signale aufweist.

- 5 Ein Ausführungsbeispiel der Erfindung wird im folgenden anhand der Zeichnung erläutert. Im Zentrum des in der Zeichnung dargestellten MR-Gerätes steht ein Untersuchungsvolumen 100, in dem sich auf einem Patiententisch 101 ein Patient 102 befindet. Im Bereich des Untersuchungsvolumens 100 wird ein statisches und im wesentlichen homogenes Magnetfeld mit einer Stärke von beispielsweise 1,5 Tesla mittels eines nicht näher dargestellten Hauptfeld-
- 10 magneten erzeugt. Für die MR-Bildgebung müssen, wie oben beschrieben, im Untersuchungsvolumen 100 außerdem zeitlich veränderliche Magnetfeldgradienten erzeugt werden. Hierzu dienen mehrere Gradientenspulen, die in einem das Untersuchungsvolumen 100 umgebenden Gradientenrohr 103 untergebracht sind. Das dargestellte Gradientenrohr 103 weist einen asymmetrischen Querschnitt auf, was beispielsweise für die Erreichung von möglichst großen
- 15 Gradientenfeldstärken förderlich ist. Die für die MR-Bildgebung ferner erforderliche Erzeugung von Hochfrequenz-Feldern erfolgt mittels innerhalb des Gradientenrohrs 103 um das Untersuchungsvolumen 100 herum angeordneter Resonatorelemente 104, die aus parallel zur Längsachse des Hauptfeldmagneten verlaufenden Leiterelementen bestehen. Die Leiterelemente sind untereinander und ggf. auch gegen Masse über Kondensatoren vernetzt, wodurch
- 20 das Resonanzverhalten der Anordnung bestimmt wird. Die Resonatorelemente 104 bilden die Hochfrequenz-Spulenordnung des in der Zeichnung dargestellten MR-Gerätes, welche ausser zur Anregung von MR-Signalen im Untersuchungsvolumen 100 auch zu deren Detektion verwendet wird. Zwischen dem Gradientenrohr 103 und den Resonatorelementen 104 der Spulenordnung befindet sich ein das gesamte Untersuchungsvolumen 100 umgebender
- 25 HF-Schirm 105. Durch diesen werden Störsignale aus der Umgebung des MR-Geräts abgehalten, und außerdem wird die Hochfrequenz-Abstrahlung in die Umgebung unterdrückt. Jedes der in der Zeichnung dargestellten acht Resonatorelemente 104 steht mit einem Umschalter S in Verbindung, durch den das betreffende Resonatorelement 104 je nach Betriebs

modus mit einem von zwei möglichen Anschlüssen verbunden wird. Die für den Sendebetrieb bestimmten Anschlüsse sind mit den Ziffern 1 bis 8, die für den Empfangsbetrieb vorgesehenen Anschlüsse mit den Kleinbuchstaben a bis h bezeichnet. Den Anschlüssen 1 bis 8 sind die mit den entsprechenden Ziffern versehenen Ausgänge einer Sendeeinheit 106 zugeordnet.

5 Den Resonatorelementen 104 ist jeweils ein Sendekanal der Sendeeinheit 106 zugeordnet. Die Sendeeinheit 106 weist eine Mehrzahl von Hochfrequenz-Verstärkern 107 auf, deren Eingänge über ein erstes steuerbares Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk 108 mit Sendesignalen niedriger Leistung beaufschlagt werden. Die Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker 107 werden über ein zweites steuerbares Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk 109 auf die Sendekanäle 1 bis 8 verteilt. Zur Ansteuerung der Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke 108 und 109 weist die Sendeeinheit 106 eine Steuereinheit 110 auf. Vermittels der Steuereinheit 110 sind die Verstärkungsfaktoren der Hochfrequenz-Verstärker 107 individuell steuerbar. Zum Schutz der in der Sendeeinheit 106 enthaltenen Komponenten sind sowohl vor als auch hinter dem zweiten Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk 109 eine Mehrzahl von Isolatoren (Zirkulatoren)

15 124 vorgesehen. In dem Untersuchungsvolumen 100 sind Pick-Up Spulen 111 als Messsensoren angeordnet, deren Messsignale 112 der Steuereinheit 110 zugeführt werden, um so die Hochfrequenz-Feldverteilung in dem Untersuchungsvolumen 100 präzise regeln zu können. Zur Erzeugung der Hochfrequenz-Eingangssignale für die Sendeeinheit 106 ist eine Mehrzahl von steuerbaren Hochfrequenz-Signalgeneratoren 113 vorgesehen, mittels welchen die Amplituden und Phasen der den Resonatorelementen 104 über die Sendekanäle 1 bis 8 der Sendeeinheit 106 jeweils zugeführten Hochfrequenz-Signale individuell vorgebar sind. Zur Ansteuerung der Hochfrequenz-Signalgeneratoren 113 dient eine Steuereinheit 114, welche über einen digitalen Datenbus 115 mit den Hochfrequenz-Signalgeneratoren 113 in Verbindung steht. Mittels der Steuereinheit 114 erfolgt die Vorgabe der Wellenformen, der Frequenzen,

20 der Amplituden und der Phasen der mittels der Hochfrequenz-Signalgeneratoren 113 erzeugten Sendesignale niedriger Leistung. Außerdem wird durch die Steuereinheit 114 die zeitliche Abfolge der den einzelnen Resonatorelementen 104 der Hochfrequenz-Spulenordnung

zuzuführenden Signale kontrolliert. Den für den Empfangsbetrieb bestimmten Anschlüssen a bis h sind mit den entsprechenden Buchstaben bezeichnete Empfangskanäle einer Empfangseinheit 116 zugeordnet. Jeder Empfangskanal a bis h ist mit einem empfindlichen Vorverstärker-/Demodulator-Modul 117 ausgestattet. Die von der Empfangseinheit 116 registrierten

5 MR-Signale werden über einen digitalen Datenbus 118 zunächst an eine Steuereinheit 119 der Empfangseinheit 116 und von dort an eine Rekonstruktionseinheit 120 übertragen, wo die digitalen Signale miteinander kombiniert und Fourier-analysiert werden. Die mittels der Rekonstruktionseinheit 120 generierten Bilder werden dann auf dem Monitor eines Mikrocomputers 121 ausgegeben. Der Mikrocomputer 121 dient gleichzeitig der Steuerung des MR-

10 Gerätes durch einen Benutzer, wozu der Computer 121 außerdem mit einer zentralen Steuereinheit 122 in Verbindung steht. Von der zentralen Steuereinheit 122 werden die Gradientenspulen, die Sendeeinheit 106 sowie, über die Steuereinheit 114, die Hochfrequenz-Signalgeneratoren 113 angesteuert. Bei der Bildgebung können außerdem direkt auf dem Körper des Patienten 102 aufliegende Oberflächenspulen 123 zum Einsatz kommen, welche über die

15 Anschlüsse i und j mit den entsprechenden Eingängen der Empfangseinheit 116 verbunden sind. Die Oberflächenspulen 123 sind beispielsweise für die lokale Herzbildgebung einsetzbar, wobei die im Rückenbereich des Patienten 102 angeordneten Leitelemente 104 der Spulen-anordnung (Anschlüsse g und h) zusammen mit den Oberflächenspulen 123 im Synergiebetrieb für die Datenaufnahme verwendet werden.

PATENTANSPRÜCHE

1. Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät, mit einer aus einer Mehrzahl von Resonatorelementen (104) bestehenden Hochfrequenz-Spulenordnung, die mit einer Sendeeinheit (106) in Verbindung steht, wobei den Resonatorelementen (104) jeweils ein Sendekanal (1-8) der Sendeeinheit (106) zugeordnet ist,
- 5 dadurch gekennzeichnet,
- dass die Sendeeinheit (106) eine Mehrzahl von Hochfrequenz-Verstärkern (107) aufweist, deren Eingänge über ein erstes steuerbares Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk (108) mit Sendesignalen niedriger Leistung beaufschlagbar sind, wobei die Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker (107) über ein zweites steuerbares Multiplexer-/Verteiler-
- 10 Netzwerk (109) auf die Sendekanäle (1-8) verteilbar sind.
2. Hochfrequenz-System nach Anspruch 1, gekennzeichnet durch eine der Sendeeinheit (106) zugeordnete Steuereinheit (110) zur Ansteuerung der Multiplexer-/Verteiler-Netzwerke (108, 109).
- 15 3. Hochfrequenz-System nach Anspruch 2,
- dadurch gekennzeichnet,
- dass der Verstärkungsfaktor jedes Hochfrequenz-Verstärkers (107) der Sendeeinheit (106) mittels der Steuereinheit (110) steuerbar ist.
- 20 4. Hochfrequenz-System nach Anspruch 3, gekennzeichnet durch mit der Steuereinheit (110) in Verbindung stehende Messsensoren (111) zur Bestimmung der mittels der Resonatorelemente (104) jeweils erzeugten Hochfrequenzfeldstärke.

5. Hochfrequenz-System nach einem der Ansprüche 1 bis 4, gekennzeichnet durch eine Mehrzahl von steuerbaren Hochfrequenz-Signalgeneratoren (113) zur Erzeugung der Sendesignale niedriger Leistung.
- 5 6. Hochfrequenz-System nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Amplituden und Phasen der den Resonatorelementen (104) über die Sendekanäle (1-8) jeweils zugeführten Hochfrequenz-Signale individuell vorgebbar sind.
- 10 7. Hochfrequenz-System nach einem der Ansprüche 1 bis 6, gekennzeichnet durch eine Empfangseinheit (116) mit einer Mehrzahl von den Resonatorelementen (104) jeweils zugeordneter Empfangskanäle (a-j).
8. Hochfrequenz-System nach einem der Ansprüche 1 bis 7, gekennzeichnet durch
- 15 Isolatoren (124), welche zwischen die Ausgänge der Hochfrequenzverstärker (107) und die entsprechenden Eingänge des zweiten steuerbaren Multiplexer-/Verteiler-Netzwerkes (109) und/oder zwischen die Ausgänge des zweiten steuerbaren Multiplexer-/Verteiler-Netzwerkes (109) und die entsprechenden Resonatorelemente (104) der Hochfrequenz-Spulen-anordnung geschaltet sind.

20

25

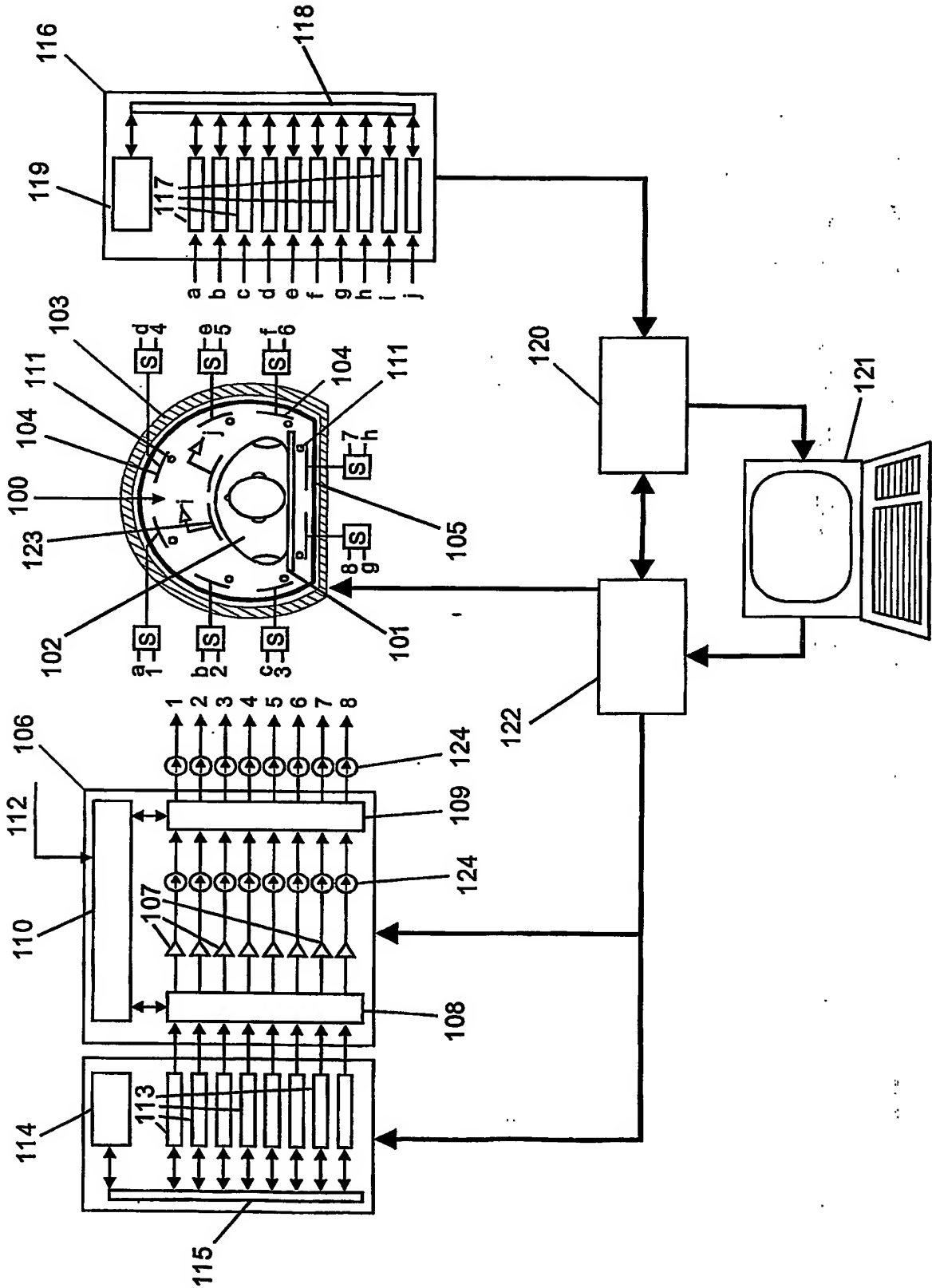
9. MR-Gerät mit einer Hauptfeldspule zur Erzeugung eines homogenen, statischen Magnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen (100), einer Anzahl von Gradientenspulen (103) zur Erzeugung von Magnetfeldgradienten in dem Untersuchungsvolumen (100), einem
- 5 Hochfrequenz-System zur Erzeugung von Hochfrequenzfeldern im Untersuchungsvolumen (100) und zur Aufnahme von MR-Signalen aus dem Untersuchungsvolumen (100), und mit einer zentralen Steuerungseinheit (122) zur Ansteuerung der Gradientenspulen (103) und des Hochfrequenz-Systems, sowie einer Rekonstruktions- und Visualisierungseinheit (120, 121) zur Verarbeitung und Darstellung der MR-Signale, dadurch gekennzeichnet, dass das
- 10 Hochfrequenz-System gemäß einem der Ansprüche 1 bis 8 ausgebildet ist.

BEST AVAILABLE COPY

ZUSAMMENFASSUNG

Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät

Die Erfindung betrifft ein Hochfrequenz-System für ein MR-Gerät, mit einer aus einer Mehrzahl aus Resonatorelementen (104) bestehenden Hochfrequenz-Spulenordnung, die mit einer Sendeeinheit (106) in Verbindung steht, wobei den Resonatorelementen (104) jeweils ein Sendekanal (1-8) der Sendeeinheit (106) zugeordnet ist. Zur Bereitstellung eines derartigen Hochfrequenz-Systems zu geringen Kosten, mittels welchem in einem Untersuchungsvolumen (100) ein Hochfrequenzfeld mit einer flexibel und variabel vorgebbaren Feldverteilung erzeugt werden kann, schlägt die Erfindung vor, dass die Sendeeinheit (106) eine Mehrzahl von Hochfrequenz-Verstärkern (107) aufweist, deren Eingänge über ein erstes steuerbares Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk (108) mit Sendesignalen niedriger Leistung beaufschlagbar sind, wobei die Ausgangssignale der Hochfrequenz-Verstärker (107) über ein zweites steuerbares Multiplexer-/Verteiler-Netzwerk (109) auf die Sendekanäle (1-8) verteilbar sind. Außerdem betrifft die Erfindung ein MR-Gerät mit einem solchen Hochfrequenz-System.





P.B.5818 - Patentlaan 2
2280 HV Rijswijk (ZH)
☎ +31 70 340 2040
TX 31651 epo nl
FAX +31 70 340 3018

Europäisches
Patentamt

European
Patent Office

Office européen
des brevets

Generaldirektion 1

Directorate General 1

Direction Générale 1

Volmer, Georg, Dipl.-Ing.
Philips Intellectual Property & Standards GmbH,
Postfach 50 04 42
52088 Aachen
DE

Datum/Date

27/10/03

Zeichen/Ref./Réf.

PHDE010122EPP

Anmeldung Nr./Application No./Demande n°/Patent Nr./Patent No./Brevet n°.

01201836.2 2208

Anmelder/Applicant/Demandeur/Patentinhaber/Proprietor/Titulaire

Koninklijke Philips Electronics N.V.

Übersendung von/Transmission of/Envoi de

Antrag vom/Request dated/Requête du 17/10/03

- ☐ Kopien bei Akteneinsicht nach Regel 94(3) EPÜ
Copies in the case of inspection of files pursuant to Rule 94(3) EPC
Copies en cas d'inspection publique selon la règle 94(3) CBE
- ☐ Beglaubigung
Certification
Certification
- ☒ 1 Prioritätsbeleg(e)/priority document(s)/document(s) de priorité R. 94(4)
- ☐ — Ausfertigung(en) der Patenturkunde nach Regel 54(2) EPÜ
Duplicate of the patent certificate pursuant to Rule 54(2) EPC
Duplicata du certificat de brevet, selon la Règle 54(2) CBE
- ☐ Auszug aus dem Register nach Regel 92(3) EPÜ
Extract from the register pursuant to Rule 92(3) EPC
Extrait du registre selon la Règle 92(3) CBE
- ☐ Auskunft aus den Akten nach Regel 95 EPÜ
Communication of information contained in the files pursuant to Rule 95 EPC
Communication d'informations contenues dans le dossier selon la Règle 95 CBE
- ☐ Akteneinsicht nach Regel 94(2) EPÜ
Inspection of files pursuant to Rule 94(2) EPC
Inspection publique selon la Règle 94(2) CBE

BEYER G S (TEL: 1953)

Philips Intellectual Property & Standards GmbH

Philips Intellectual Property & Standards GmbH, Postfach 50 04 42, 52088 Aachen, Germany

**EPO - Munich
26**

18. Okt. 2003

**Europäisches Patentamt
80298 München**

Ihr Zeichen

Unser Zeichen

PHDE010122 EPP



(0241) 7040-0

Durchwahl -162

Datum

**17.10.2003
FEGE**

Anmeldenummer: 01201836.2

Anmelder: Koninklijke Philips Electronics N.V., et al

Prioritätsbelege

Hiermit wird um Erteilung von 1 Prioritätsbeleg der o.g. Patentanmeldung gebeten.
Die notwendigen Ablichtungen bitten wir zu erstellen.

Die anfallenden Gebühren bitten wir von unserem laufenden Konto Nr. 28090021,
Kontoinhaber: Philips International B.V., IP&S Finance & Accounting dept., abzubuchen.

Philips Intellectual Property & Standards GmbH



Michael Meyer

Vollmacht Nr. 44



Geschäftsführer:
Georg Volmer, Dr. Thomas Piehler
Sitz der Gesellschaft: Hamburg
Registergericht Hamburg
Reg-Nr. 66 HRB 4419

Bankverbindung:
Dresdner Bank AG, Aachen
(BLZ 390 800 05) Kt.-Nr. 221 437 400

Weißhausstraße 2
52066 Aachen
Telefax +49 241 7040-170

BEST AVAILABLE COPY

PCT Application

IB0306160

